



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COMPARAÇÃO DO USO DA RESINA PRÉ-AQUECIDA COM
DIFERENTES AGENTES CIMENTANTES EM PRÓTESE FIXA**

Trabalho submetido por
Carlos Henrique Coutinho Fonsêca
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2020



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COMPARAÇÃO DO USO DA RESINA PRÉ-AQUECIDA COM
DIFERENTES AGENTES CIMENTANTES EM PRÓTESE FIXA**

Trabalho submetido por
Carlos Henrique Coutinho Fonsêca
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor Eduardo Orlando de Barros Fernandes

Setembro de 2020

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Déborah e às minhas filhas Lara e Isabela, por serem o significado real e físico da palavra **Amor**;

Aos meus pais pelo exemplo de respeito, solidariedade, união e esperança, por serem a base de tudo que sou;

Aos meus irmãos, pela amizade, companheirismo e carinho;

A Deus por ser o significado de **Tudo**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Doutor Eduardo Orlando de Barros Fernandes pela simbiose entre orientador e aluno, pela disponibilidade e conhecimento partilhado, pelo crescimento profissional e pessoal que me permitiu e por ser parte essencial desta importante etapa da minha trajetória académica e profissional.

Agradeço a todos os professores desta Instituição pela receção, paciência, e todas as horas dedicadas ao ensino, pelo conhecimento partilhado, pela confiança depositada e por nos impelirem a aprender sempre mais.

Agradeço a todos os funcionários, especialmente aos da Clínica, por serem incansáveis, pela prontidão e dedicação na ajuda prestada.

Agradeço ao Instituto Universitário Egas Moniz, toda a reitoria e direção, por tornarem possível um ensino de excelência. Sou grato pela dedicação, disponibilidade e compromisso para com seus alunos. O sentimento de orgulho acompanhar-me-á por ter feito parte desta instituição.

Agradeço a todos os meus colegas de turma e da universidade por terem contribuído positivamente em todos os momentos, sempre com base na entreaajuda para que nos mantivéssemos firmes e com alegria. Sem dúvida que me enriqueceram pessoal e profissionalmente.

Por fim, agradeço à minha base, a minha família, a quem devo tudo o que sou hoje, pais, avós, esposa, filhas. Aos que moram no Brasil, os meus primos e tios, que não medem esforços por me ajudar, que me incentivam e tranquilizam para que realize sempre os meus sonhos. São sempre uma fonte de inspiração e de grande orgulho.

RESUMO

Um agente cimentante tem como base o preenchimento da interface da superfície interna da prótese e a do dente preparado, permitindo retenção e resistência à restauração e ao remanescente dentário e vedamento marginal, favorecendo a longevidade dos trabalhos protéticos. A resina composta é o material mais usado habitualmente para restaurações de forma direta. No entanto, este material apresenta algumas desvantagens, incluindo o uso de uma ligação interfacial adesiva que se degrada com o tempo, a humidade e a função na boca, certas propriedades mecânicas importantes (por exemplo, módulo de elasticidade) são inferiores às do amálgama. Desta forma, há uma preocupação de que o compósito de resina seja inserido numa preparação com o mínimo de vazios possível para uma melhor adaptação interfacial e maximizar do grau de conversão composto, a fim de melhorar as propriedades mecânicas. Sugeriu-se que o composto seja pré-aquecido e assim auxilie tanto como agente restaurador como agente cimentante devido ao aumento da fluidez. A manutenção da carga inorgânica também colabora para evitar a degradação mecânica por parte do cimento. Na atualidade, inúmeros compósitos são usados como cimentos, portanto, esta técnica alternativa mostra-se efetiva e bastante promissora. A literatura científica a ser revista relata uma comparação desta forma de uso da resina composta com outros cimentos tais como o Cimento de Fosfato de Zinco, usado há quase cem anos, que ainda pode ser considerado o padrão “ouro” e os cimentos resinosos. A escolha de um agente de cimentação apropriado para finalizar tratamentos de próteses fixas como coroas unitárias e pontes são considerados critérios cuidadosos para o sucesso final, em grande medida depende da escolha correta do operador.

Palavras Chave: resinas compostas; pré-aquecimento; cimentação; prótese fixa

ABSTRACT

A luting agent is based on filling the interface of the internal surface of the prosthesis and that of the prepared tooth, providing retention, resistance to restoration and the remaining tooth and marginal sealing, favoring the longevity of prosthetic work. Composite resin is the most commonly used material for direct restorations. However, this material suffers from some disadvantages, including the use of an adhesive interfacial bond that degrades with time, moisture and function in the mouth and certain important mechanical properties (for example, modulus of elasticity) that are lower than amalgam. . Thus, there is a concern that the resin composite is inserted into a preparation with the least possible voids to improve interfacial adaptation and maximize the degree of composite conversion, in order to improve the mechanical properties. It has been suggested that the compound be preheated and thus help both as a restorative and a cementing agent due to the increase in fluidity. The maintenance of the inorganic load also helps to prevent mechanical degradation by the cement. Nowadays, numerous composites are used as cements, therefore, this alternative technique is effective and very promising. The scientific literature to be reviewed reports a comparison of this form of use of the composite resin with other cements such as Zinc Phosphate Cement, used for almost one hundred years, which can still be considered the “gold” standard and resin cements. The choice of an appropriate cementation agent to finalize fixed denture treatments such as single crowns and bridges are considered to be careful criteria for final success, to a large extent depending on the correct choice of the operator.

Keywords: composite resins; preheating; cementation; fixed prosthesis

RÉSUMÉ

Un agent de cimentation est basé sur le remplissage de l'interface de la surface interne de la prothèse et celle de la dent préparée, assurant la rétention, la résistance à la restauration et l'étanchéité de la dent restante et marginale, favorisant la longévité du travail prothétique. La résine composite est le matériau le plus couramment utilisé pour les restaurations directes. Cependant, ce matériau souffre de certains inconvénients, notamment l'utilisation d'une liaison interfaciale adhésive qui se dégrade avec le temps, l'humidité et la fonction en bouche et certaines propriétés mécaniques importantes (par exemple, module d'élasticité) qui sont inférieures à l'amalgame. . Ainsi, on craint que le composite de résine soit inséré dans une préparation avec le moins de vides possible pour améliorer l'adaptation interfaciale et maximiser le degré de conversion du composite, afin d'améliorer les propriétés mécaniques. Il a été suggéré que le composé soit préchauffé et aide ainsi à la fois comme agent de restauration et comme agent de cimentation en raison de l'augmentation de la fluidité. Le maintien de la charge inorganique permet également d'éviter la dégradation mécanique par le ciment. Actuellement, de nombreux composites sont utilisés comme ciments, cette technique alternative est donc efficace et très prometteuse. La littérature scientifique à revoir rapporte une comparaison de cette forme d'utilisation de la résine composite avec d'autres ciments comme le Zinc Fostate Cement, utilisé depuis près de cent ans, qui peut encore être considéré comme l'étalon «or» et les ciments résineux. Le choix d'un agent de cimentation approprié pour finaliser les traitements de prothèse fixe tels que les couronnes simples et les bridges est considéré comme un critère prudent de succès final, dans une large mesure en fonction du choix correct de l'opérateur.

Mots clés: résines composites; préchauffage; cimentation; prothèse fixe

ÍNDICE

I. INTRODUÇÃO	13
II. DESENVOLVIMENTO	15
2.1 Resinas Compostas pré-aquecidas	15
2.1.1 Definição	15
2.1.2 Apresentação e aplicação clínica	15
2.1.3 Propriedades Biológicas	15
2.1.3.1 Temperatura intrapulpar	15
2.1.3.2 Microinfiltração marginal	17
2.1.4 Propriedades Mecânicas	20
2.1.5 Propriedades de Trabalho	26
2.1.6 Propriedades Estéticas	28
2.1.7 Comparação de tipos de resina	28
2.1.8 Cuidados adicionais para o sistema	30
2.2. Cimento de Fosfato de Zinco	31
2.2.1 Composição	31
2.2.2 Indicações	32
2.2.3 Cimento “ <i>Gold standard</i> ”	32
2.2.4 Aplicação clínica	33
2.2.5 Propriedades Físicas e Mecânicas	34
2.2.6 Reações adversas	35
2.3 Cimentos resinosos	36
2.3.1 Composição	36
2.3.2 Classificação	37
2.3.3 Indicações	37
2.3.4 Propriedades Físicas	38
2.3.5 Propriedades Biológicas	39
2.3.6 Propriedades Estéticas	39
2.3.7 Aplicação clínica	40
2.3.8 Comparação com outros sistemas adesivos	41
III. CONCLUSÃO	43
IV. BIBLIOGRAFIA	45
ANEXOS	54

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Calset *Composite Warmer* (AdDent Inc, Danbury, Connecticut, EUA).....21

Figura 2 - Calset *multi tray composite warmer*.....21

Figura 3 - Calset *3d tray composite warmer*.....22

Figura 4 - Therma-Flo™ *composite warmer* (Vista dental, USA).....23

LISTA DE SIGLAS

Er: YAG: *Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet*

MW/cm²: *Miliwatts* por centímetros quadrados

AdDent: *Advancing Dentistry*

Inc: *Incorporation*

USA: *United States of America*

EUA: Estados Unidos da América

CT: Connecticut

CAD/CAM: *Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*

pH: potencial de hidrogênio

BIS – GMA: *bisphenol A-glycidyl methacrylate*

UDMA: *Urethane Dimethacrylate*

TEGDMA: *triethylene glycol dimethacrylate*

HEMA: *2-hydroxyethyl methacrylate*

4-META: *4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid anhydride*

1. INTRODUÇÃO

A cimentação, por ser uma das fases mais importantes na execução de próteses parciais fixas, tem motivado investigadores pela pesquisa de materiais biocompatíveis, com propriedades mecânicas favoráveis, estéticos, resistentes às agressões da cavidade bucal e também por técnicas preventivas/curativas mais adequadas a recuperação da saúde do sistema estomatognático (Vivo & Pavanelli, 1997)

A seleção adequada de um agente de cimentação é a última decisão importante num conjunto de etapas que exigem execução meticulosa e irão determinar o sucesso a longo prazo de restaurações fixas. Há cem anos atrás, essa decisão foi fácil com a disponibilidade de essencialmente apenas um agente de cimentação, cimento de fosfato de zinco. Atualmente, está disponível uma infinidade de agentes cimentantes e a sua escolha pode ser confusa, mesmo para o clínico mais experiente. A seleção adequada do cimento dependerá do tipo de material a ser usado como agente reabilitador como as restaurações de metal, porcelana fundida a metal, cerâmica de baixa e alta resistência; todos com cobertura total ou parcial. Exige-se uma abordagem prudente, pois o cimento baseia-se no conhecimento de propriedades físicas, propriedades biológicas e outros atributos de ambos os materiais restauradores e agentes cimentantes (Pameijer, 2012).

Um cimento dental ideal deve proporcionar uma união duradoura entre materiais dissimilares, possuir características favoráveis, forças de compressão e tração, ter resistência de fratura suficiente para evitar deslocamentos como resultado de falhas interfaciais ou coesivas, poder de molhar o dente e restauração, exibir uma espessura adequada do filme e viscosidade para garantir uma fixação completa, ser resistente à desintegração na cavidade oral, ser compatível com o tecido e demonstrar adequado tempo de trabalho e configuração (Anusavice, 2013).

Um produto usado para cimentação para ser considerado ideal deve apresentar características como insolubilidade no meio bucal, isolamento térmico, elétrico e mecânico, bom selamento marginal, biocompatibilidade, radiopacidade, excelente estética, alta resistência à compressão e pequena exposição de filme, adesão de estruturas dentárias e aos materiais restauradores e, por fim, baixo custo (Bohn et al., 2009; Lad et al., 2014; Rosenstiel et al., 1998).

Para Diaz-Arnold et al. (1999); um material adesivo dentário ideal deve proporcionar uma durabilidade entre materiais dissimilares, possuem características favoráveis forças de compressão e tração, ter resistência à fratura para evitar deslocamentos como resultado de falhas interfaciais ou coesivas, poder de “molhamento” do dente e restauração, exibir espessura adequada do filme e viscosidade para garantir um assento completo, ser resistente à desintegração na cavidade oral, ser compatível com o tecido e demonstrar tempos adequados de trabalho. Os cimentos possuem químicas variadas e complexas que afetam as suas propriedades físicas, longevidade e adequação em situações clínicas. Parece que um único adesivo não será suficiente na prática moderna.

O pré-aquecimento de compósitos restauradores é citado por vários autores entre os quais Sundfeld et al. (2016) que submeteram o tratamento de calor ao ácido hidrofluorídrico e a superfícies de cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio, a aumentar o potencial condicionante. Alizadeh Oskoe et al. (2015), França et al. (2011) e Daronch et al. (2006) avaliaram o aumento de temperatura em cimentos resinosos duais e aos compósitos.

Apesar das melhorias na resina e materiais compósitos, algumas desvantagens ainda comprometem a longevidade das restaurações de resina composta. Os relatórios evidenciam frequentemente que as limitações estão relacionadas com a contração durante a polimerização, incompatibilidade expansão térmica, resistência à abrasão desgaste, toxicidade, vazamento marginal e cárie recorrente. Para superar estes problemas, foram feitas tentativas de melhoria das propriedades mecânicas destes materiais, incluindo mudanças na quantidade, tamanho e tipo de cargas e / ou o uso de produtos monoméricos não à base de metacrilato (Cramer et al., 2011; Kubo et al., 2011)

2. DESENVOLVIMENTO

2.1 Resinas Compostas pré-aquecidas

2.1.1 Definição

Os compósitos dentários são materiais poliméricos altamente interligados, reforçados e preenchidos por partículas de vidro, cristais ou resina e / ou fibras curtas ligadas a matriz por agentes de união silanizados. Existem três componentes estruturais nos compósitos à base de resina dentária: Matriz, um material de resina plástica que forma uma fase contínua e liga as partículas de enchimento; o preenchimento formado por partículas de reforço e / ou fibras dispersas na matriz e por fim o agente de união que promove a adesão entre o material de preenchimento e matriz de resina (Anusavice, 2013).

2.1.2 Apresentação e Aplicação clínica

Os compósitos de resina são apresentados em compósitos ou seringas. A resina é convertida num rígido polímero por uma reação de adição, tipicamente provocada pela ativação visível da luz azul, embora a resina química e a dupla cura para compósitos estejam disponíveis. A porção de vidro não participa da reação de polimerização, mas a sua quantidade e tipo influenciam as propriedades mecânicas e físicas do compósito (Rickman et al., 2011).

Magne et al. (2018) afirmaram que o uso de compósitos restauradores pré-aquecidos usados com agente cimentante para *inlays*, *onlays* e *overlays* podem ser indicados.

2.1.3 Propriedades Biológicas

2.1.3.1 Temperatura intrapulpar

De acordo com Lohbauer et al. (2009), um grande efeito de temperatura está relacionado à reação exotérmica durante a fotopolimerização, bem como ao aumento de temperatura produzido pela unidade de cura que causou um aumento máximo de

temperatura de 4,2°C (a 68°C). A medição através de um disco de dentina húmida de 2 mm aumentou a temperatura apenas para 1,2 °C, aparentemente devido às melhores propriedades de isolamento térmico da dentina espessa. A temperatura intrapulpar medida *in vitro* após a colocação de compósitos pré-aquecidos registrou um aumento de temperatura de 0,8 °C a 1mm dentina húmida após a colocação de um compósito pré-aquecido a 60 °C e um aumento de temperatura adicional de 5 °C devido ao processo de fotopolimerização. Posto isto, concluíram que a temperatura caía rapidamente com remoção completa do dispositivo de pré-aquecimento, diminuindo a temperatura na colocação a 36°C. Uma queda de temperatura menos rápida no presente estudo, uma vez que o material foi utilizado em seringas com maior calor capacidade. A partir dos resultados do presente estudo, pode-se recomendar o uso de compósitos, a temperatura ambiente ou em condições fisiológicas e não a temperaturas reduzidas (por exemplo, diretamente do frio). O pré-aquecimento de compósitos de resina pode ser benéfico do ponto de vista clínico, uma vez que uma viscosidade reduzida a temperaturas elevadas melhora o manuseio e adaptação da resina. No entanto, esse pré-tratamento pode afetar a adequação do compósito e a aderência aos instrumentos. O efeito vantajoso de uma melhor adaptação marginal do material é clinicamente relevante para a qualidade do trabalho, uma vez que a temperatura cai rapidamente para o nível fisiológico após a remoção do pré-aquecimento do dispositivo.

Num estudo semelhante Daronch et al. (2007) mediram a temperatura intrapulpar *in vitro* ao inserir e restaurar com compósito à temperatura ambiente ou pré-aquecido (54°C e 60°C). Diferenças significativas foram encontradas em relação à linha de base entre os estágios do processo restaurador. No entanto, a extensão desse aumento com o compósito aquecido foi de apenas 0,8 °C. Foi observado um aumento intrapulpar de temperatura de 5 °C para todos os grupos durante fotopolimerização. O uso de compósito pré-aquecido apenas com temperatura intrapulpar levemente aumentada quando comparados ao compósito entregue à temperatura ambiente num teste *in vitro*. A maior mudança de temperatura ocorreu com a aplicação da luz durante a polimerização.

Por sua vez, Blalock et al. (2006) evidenciaram um aumento máximo da temperatura intrapulpar com a aplicação de um material composto de 57,2°C foi de

aproximadamente 1,6°C, exatamente dentro da tolerância pulpar estabelecida de mais de 10°C.

Ebrahimi Chaharom et al. (2020) estudaram o efeito do aquecimento na citotoxicidade de resinas compostas por conta do grau de conversão exibido no pré-aquecimento. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a percentagem média de citotoxicidade em termos de pré-aquecimento das resinas compostas.

Em contrapartida, Carrillo-Cotto et al. (2020) referiram que todos os materiais à base de resina diminuíram a viabilidade celular, porém quando incorporados com um intermediário como a dentina os resultados foram muito mais promissores. A sugerir desta forma, que é positiva e significativa a presença de dentina quando usados compósitos em resina.

2.1.3.2 Microinfiltração marginal

Para Packham (1996) afirmava que os materiais com viscosidade mais baixa tendem a mostrar uma melhor superfície penetração e melhor adaptação após o pré-aquecimento como uma razão para menos microinfiltração em restaurações com resinas compostas.

Lindberg et al. (2005) relataram que na tentativa de melhorar a adaptação e redução da microinfiltração associada a restaurações posteriores de resina composta, alguns autores sugeriram colocar uma camada de composto fluido antes da colocação do compósito.

Recentemente, Yang et al. (2016) avaliaram os efeitos do compósito pré-aquecido em diferentes temperaturas na microinfiltração. Mesmo determinadas limitações que o estudo tenha apresentado, a resina pré-aquecida a 50°C mostrou menor infiltração. Contudo, de acordo com Nikolaos-Stefanos (2018) os resultados da microinfiltração não são claros.

Durante a preparação do cavitário, seja com pontas diamantadas em alta rotação ou por laser Er: YAG, a microinfiltração deve ser testada para assim avaliarmos a taxa de

sucesso de reabilitações dentárias. Consequentemente, Karaarslan et al. (2012) compararam um único tipo de resina composta, seguindo diferentes procedimentos de pré-aquecimento da resina, sistemas adesivos autocondicionantes associados e cavidades de classe V preparadas com estes sistemas. Para todos os grupos, os valores de microinfiltração foram maiores nas margens gengivais do que nas margens oclusais. O uso do *laser Er: YAG* em diferentes procedimentos de pré-aquecimento não influenciou a vedação marginal em restaurações de resina composta Classe V.

Tendo em conta uma pesquisa realizada por Baroudi & Mahmoud (2015), foram comparados diferentes métodos de redução da viscosidade do compósito de resina (usando compósitos fluidos, diminuindo a viscosidade da mistura de monômeros, aquecendo compósitos e aplicando vibração sônica). Os quatro métodos discutidos provaram que a redução da viscosidade do compósito melhora o seu manuseamento e facilita a sua aplicação em cavidades com formas complicadas, diminuindo o tempo de procedimento e melhorando a adaptação marginal. Outras propriedades melhoradas pela diminuição da viscosidade da resina composta foram controversas entre os quatro métodos e afetado por outros fatores, como marca composta e unidade de fotopolimerização. Não houve benefícios com o uso adicional do compósito fluido como revestimento para adaptação interfacial e microinfiltrações e o compósito pré-aquecido reduz a viscosidade e aumenta a fluidez, o que facilita uma melhor adaptação às paredes da cavidade; isso reduz as microinfiltrações em adaptação superior às margens marginais. A condensação de resinas compostas pode ser mais rapidamente alcançada usando instrumentos vibratórios, pois diminui a viscosidade do material e facilita o seu fluxo dentro das irregularidades na preparação com uma melhor adaptação do material às paredes da cavidade.

A Polimerização deficiente pode ocorrer em cavidades mais profundas devido à dispersão da irradiação da luz, e isso pode afetar a microinfiltração da interface de restauração dentária conforme refere Agostinho Dos Santos et al. (2011). Defendem ainda que, ao usar uma unidade de fotopolimerização de quartzo-tungstênio-halogênio com relativa baixa irradiação (420 mW/cm^2) para restaurar uma restauração de Classe II, a microinfiltração pode ser reduzida se a resina for aquecida antes do uso. É um procedimento viável e melhora a qualidade da restauração dentária, todavia, é importante

ênfatizar que os compósitos de resina pré-aquecida devem ser imediatamente colocados na preparação após a remoção do material do dispositivo de pré-aquecimento. Apenas alguns segundos de atraso antes de aplicar na cavidade é o suficiente para arrefecer a pré-aquecida resina composta, reduzindo assim os benefícios deste tratamento.

A seguir Deb et al. (2011) avaliaram se o pré-aquecimento de seis marcas diferentes de compósitos influenciava a fluidez e aumentava a adaptação marginal. Um dos compósitos modificado por fluidos e um poliácido. Compostos não curados foram prensados entre duas placas de vidro com uma carga conhecida e a espessura do filme foi medida para determinar o fluxo. A contração da polimerização foi medida através de um transdutor de contato unidimensional. A resistência à flexão foi determinada usando um teste de dobra de três pontos. A microinfiltração foi determinada em terceiros molares humanos inferiores nas interfaces de restauração de esmalte e dentina. A citocompatibilidade foi analisada utilizando um ensaio de proliferação de células redox Alamar Blue. As propriedades de fluxo, lineares contrações, resistência à flexão, microinfiltração e citocompatibilidade foram avaliados a 22°C e 60°C. Os compósitos dentários pré-aquecidos aumentaram a fluidez e o grau de conversão dos compósitos, mas a extensão do fluxo variou mediante os diferentes materiais. Embora a fluidez dos compósitos aumente com o aquecimento, eles não são tão fluidos como compósitos fluidos. O encolhimento da polimerização linear aumentou com o maior grau de conversão, entretanto as forças de flexão permaneceram inalteradas. A microinfiltração do estudo revelou ainda que a fluidez aprimorada não diminuiu a sua incidência, mas o aumento da contração pode ter sido compensado pela melhor adaptação marginal dos compósitos devido à fluidez melhorada. Assim, o pré-aquecimento de compósitos pode ser clinicamente vantajoso na colocação e adaptação do material numa cavidade.

Isto foi demonstrado por Wagner et al. (2008), ao retardar a fotopolimerização do compósito pré-aquecido a colocação pode ser contraproducente e diminui os efeitos positivos do tratamento de pré-aquecimento. Forramentos fluidos revelaram-se menos eficazes do que o compósito pré-aquecidos na redução da microinfiltração. Os resultados deste estudo revelaram que o pré-aquecimento de compósitos pode melhorar a adaptação da resina à estrutura dentária e também a microinfiltração.

2.1.4 Propriedades Mecânicas

A estrutura dos compósitos de resina é baseada na matriz orgânica triade ou mistura de resina (monômeros), cargas (sílica, quartzo ou vidro cerâmico) e um fotoiniciador para iniciar a reação de polimerização (como a canforquinona). Comparativamente aos cimentos resinosos, as duas principais diferenças seriam o tipo de monômeros usados na mistura de resina e a quantidade de carga, dando ao cimento resinoso uma menor viscosidade para ser mais fluido, mas reduzindo as propriedades mecânicas em comparação aos compósitos convencionais. Assim, devido à grande versatilidade dos compósitos e aos seus componentes mecânicos, superiores técnicas alternativas têm sido usadas para reduzir a viscosidade dos compósitos convencionais para que pudessem ser utilizados como agente de cimentação. Ao avaliar o pré-aquecimento, o conteúdo da carga e a espessura da cerâmica, espessura do filme, resistência de união ao micro-corte, grau de conversão e mudança de coroas de cerâmica; os compósitos convencionais pré-aquecidos parecem ser uma alternativa potencial à cimentação de coroas de cerâmica, como os cimentos resinosos (Tomaselli et al., 2019).

Nos últimos anos, Lucey et al. (2010), Wagner et al. (2008), Blalock et al. (2006), Daronch et al. (2006) e Fróes-Salgado et al. (2010) apresentaram um interesse crescente em fabricar resina altamente preenchida com um composto menos viscoso por pré-aquecimento, sem prejuízo das propriedades do material polimerizado. Os autores usaram o *Calset Composite Warmer* (AdDent Inc, Danbury, Connecticut, EUA), Figuras 1, 2 e 3, que levam dez minutos para atingir as temperaturas que foram investigadas na literatura para pré-aquecimento de compósitos (54°C e 68°C), e depois cerca de três minutos para aquecer o material. O dispositivo tem permutáveis bandejas (por exemplo, uma composição padrão bandeja e uma bandeja da pistola dispensadora) para preferência do médico para um caso específico.



Fig. 1: *Calset Composite Warmer (AdDent Inc, Danbury, Connecticut, EUA)*



Fig. 2: *Calset multi tray composite warmer*



Fig. 3: Calset 3d tray composite warmer

Para examinar os múltiplos aspectos do uso deste dispositivo comercial, Daronch et al. (2006) avaliaram os valores de temperatura de três unidades de aquecimento de compósitos obtidos usando um *K-type thermocouple*, que foram gravados digitalmente em tempo real. Para este último, o compósito pré-aquecido tem benefícios potenciais, mas deve ser usado com o conhecimento das suas limitações. O reaquecimento de compósitos não utilizados não afeta o seu grau de conversão, diminuindo o desperdício de material e, pré-carregado na seringa de entrega, aumenta a temperatura de compósito libertado.

O pré-aquecimento do compósito de resina produz melhorias marcantes na dureza comparativamente ao modelo não pré-aquecido. Assim, foram encontradas evidências científicas suficientes para apoiar a hipótese de que o pré-aquecimento pode melhorar a dureza dos compósitos resinoso (Elkaffas et al., 2019).

Neste sentido, Fróes-Salgado et al. (2010) avaliou o efeito da temperatura de pré-polymerização e a densidade da energia na adaptação marginal, grau de conversão,

resistência à flexão e a ligação cruzada de polímeros de um componente (Filtek Z350, 3M/ESPE). O dispositivo usado no pré-aquecimento a 68°C foi *Calset™* (AdDentInc, Danbury, CT, EUA), Fig. 1. Concluiu que o pré-aquecimento dos compósitos prévio às polimerizações é semelhante e as situações clínicas não alteraram as propriedades mecânicas e a conversão monomérica dos compósitos e, por fim, proporcionou uma melhoria na adaptação às paredes da cavidade.

O Calset é o dispositivo de pré-aquecimento composto mais popular, no entanto, o Therma-Flo™ *composite warmer* (Vista dental, USA), Fig. 2, tem algumas vantagens, como a automatização da entrega, pontas aquecidas com designs variados e maior alcance. Existem alguns métodos mais simples, como o banho em água quente, o ventilador de ar quente ou o forno microondas que pode ser usado na ausência de outros dispositivos. No entanto, os inovadores dispositivos sugeridos, como aquecedor de cera e esterilizador de peças de vidro também são promissores e práticos, especialmente em países onde o custo é uma grande preocupação para o uso dessas técnicas mais recentes (Arora et al., 2017).



Fig. 4: Therma-Flo™ *composite warmer* (Vista dental, USA)

Para contribuir com a variação de resultados, Coelho et al. (2019) concluíram que resinas compostas distintas respondem de maneira diferente ao pré-aquecimento, mostram diferenças na viscosidade e fluidez a ter como resultado, além da espessura do filme e a magnitude do reforço cerâmico. O estudo comparou não apenas resinas composta nanohíbridas, microhíbridas e supranano resinas como também cimentos resinosos.

De acordo com Rickman et al. (2011) o pré-aquecimento de composto híbrido diminuiu a viscosidade e espessura do filme, oferecendo ao clínico melhor manuseamento e facilitando o uso de composto nano-híbrido como material de revestimento de folheados com contração de polimerização relativamente baixa e coeficiente de resistência térmica expansão em comparação com os cimentos de resina atualmente disponíveis.

Da Silva et al. (2015) estudaram o efeito do pré-aquecimento na degradação de compósitos, com base nas análises de radiopacidade e penetração de prata a usar microscopia eletrônica de varredura / espectroscopia de raios X dispersiva em energia em que trinta espécimes foram fabricados utilizando uma matriz metálica 2x8 mm e os compósitos Durafill 9S (Heraeus Kulzer), Z-250 - (3M / ESPE) e Z-350 (3M / ESPE), polymerizados a 25°C (sem pré-aquecimento) ou a 60°C (pré-aquecido). As amostras foram radiografadas na linha de base e após cada período de armazenamento, as imagens foram avaliadas em escala de cinza. Após o protocolo de armazenamento, as amostras foram analisadas utilizando microscopia eletrônica de varredura / espectroscopia de raios X para verificar a profundidade da penetração da prata. O pré-aquecimento a 60°C atenuou a degradação de compósitos baseado na análise da radiopacidade e profundidade de penetração da prata.

D'Amario et al. (2015) baseado nos seus estudos afirmaram que os médicos dentistas podem adotar procedimentos de pré-aquecimento sem comprometer forças mecânicas como a força de flexão, módulo elástico flexural e microdureza de Vickers.

As resinas compostas pré-aquecidas afetam positivamente o grau de conversão, viscosidade, adaptação marginal e microdureza. A resistência à flexão permanece inalterada, o encolhimento da polimerização é prejudicado (Nikolaos-Stefanos, 2018).

Por outro lado, Didron et al. (2013) avaliaram a dureza, módulo de elasticidade e deformação de compósitos dentários pré-aquecidos e indicaram que os compósitos de pré-aquecimento a 37 °C e 60 °C apresentaram forças de contração de polimerização maiores, não afetando significativamente as propriedades mecânicas.

Ayub et al. (2014) realizou um trabalho para determinar o efeito da temperatura na microdureza e viscosidade de quatro resinas compostas. O pré-aquecimento dos compósitos de resina aumentou a microdureza e diminuiu a viscosidade das amostras e podendo facilitar a colocação de restaurações e aumentar a conversão do monômero.

Neste mesmo ponto, quanto a polimerização, Saade et al. (2009) comparou a dureza dos compósitos odontológicos a submeter alterações de temperatura antes da fotoativação com duas unidades de fotopolimerização. Cinco amostras para cada grupo foram feitas com temperaturas de pré-polimerização de 37°C, 54°C e 60°C. Os valores médios da dureza não apresentaram diferença estatisticamente significativa para a temperatura de pré-cura utilizada. Para eles, o pré-aquecimento de resinas compostas antes da polimerização não mostrou influência na dureza.

Jin & Kim, (2009) estudou o efeito do pré-aquecimento em algumas propriedades físicas da resina composta em que oitenta molares humanos extraídos e não cariados foram utilizados no estudo. Quatro temperaturas diferentes de resina composta foram utilizadas: 4°C, 17°C, 48°C e 56°C. Os primeiros dois valores representaram a temperatura de armazenamento do refrigerador e a temperatura ambiente, respectivamente. Para 48 °C e 56 °C, a resina composta foram aquecidas e como propriedades físicas da resina composta avaliadas foram a resistência ao cisalhamento, microdureza e o grau de conversão. Tanto no esmalte quanto na dentina, entre a resina composta de 4 °C, 17 °C, 48 °C e 56 °C, o composto pré-aquecido de até 56 °C revelou a maior força de união e resistência ao cisalhamento. O valor da microdureza e o grau de conversão foram maiores com resina composta de temperatura mais alta. Portanto, ao usar resina composta na clínica, o pré-aquecimento da resina composta pode ser recomendado para ter propriedades físicas aprimoradas.

2.1.5 Propriedades de Trabalho

Para Lambert, (2008) através da manipulação da temperatura do compósito antes de colocá-lo no preparado, a aumentar por exemplo, a viscosidade diminui e o material torna-se mais fluido e, desta forma, permite uma colocação mais fácil do compósito e melhora a adaptação da resina ao preparado. Quando aquecido para uma temperatura adequada, o compósito tradicionalmente atinge fluxo suficiente para melhorar a sua adaptação marginal sem comprometer as propriedades físicas do material.

Ferracane & Greener, (1984) informaram que o grau de polimerização das resinas variou entre 55% e 72% e que as resinas mais fluidas tiveram uma cura mais completa, provavelmente devido à viscosidade reduzida. O grau de cura das resinas de algumas resinas foi ligeiramente maior devido a um possível efeito de aquecimento localizado.

Uctasli et al. (2008) avaliaram se o aquecimento de resinas compostas afetaria as propriedades mecânicas, os protocolos de polimerização e as temperaturas dos materiais. As propriedades mecânicas dos materiais testados não mudaram pelo pré-aquecimento e obteve outras vantagens clínicas potenciais, como a maior adaptação às paredes da cavidade.

Com a utilização de jato das peças protéticas de resina produzidas com CAD/CAM foram constatadas melhorias na fixação, porém, com a presença de resina composta restauradora não polimerizada como cimento haveria uma perfeita compensação para esta discrepância (Magne et al., 2018).

Em contrapartida, Papacchini et al. (2007) usaram a combinação de uma resina fluida como agente intermediário e um material de reparo em temperaturas de 23°C ou 37°C antes da fotopolimerização. O pré-aquecimento do material de reparo a 37°C teve significativamente a força de reparo melhorada quando nenhum agente intermediário foi utilizado, pois a viscosidade foi mais baixa. Isto é baseado na distribuição uniforme das camadas de compósito fluido nas adaptações interfaciais observadas.

No entanto, Rickman et al. (2011) afirmaram que os compósitos de resina fluida adaptam-se bem às preparações cavitárias, mas a sua quantidade e tipo comprometem

severamente as suas propriedades mecânicas. A aplicação pode tornar-se limitada devido à baixa resistência ao desgaste e ao estresse e ao alto encolhimento da polimerização, o que pode levar a desconexão, falha marginal e aumento da microinfiltração.

Acquaviva et al. (2009) afirmaram que um ótimo grau de conversão foi alcançado com o pré-aquecimento de compósitos fotopolimerizáveis e que a espessura dos *onlays* de resina composta afeta o grau de conversão dos cimentos de polimerização dupla e do compósito fotopolimerizável. Não foram formulados um período e poder de cura ideal combinados capazes de ser sugeridos, embora tenham sido apontadas diferenças apenas abaixo de 3 ou 4 mm de espessura das *onlays*. Todos esses parâmetros deveriam ser otimizados para cada material.

O risco de descolagem de restaurações indiretas é relativamente alto logo imediatamente após a colocação, porque o cimento não teria atingido o maior grau de conversão de monômero. Isto ocorre porque a avaliação do desempenho de um material logo após polimerização pode ser de relevância clínica (Braga et al., 2000).

Lohbauer et al. (2009) determinou a conversão de monômeros e a contração da polimerização de um compósito de resina após diferentes procedimentos de pré-aquecimento e intervalos de armazenamento. As temperaturas compostas de pré-aquecimento foram selecionadas entre 10°C e 68°C. Concluiu-se que o pré-aquecimento de compósitos de resina não aumenta o grau de conversão e que pode ser clinicamente benéfico, devido a uma adaptação marginal superior. Este vantajoso efeito da viscosidade reduzida da pasta do material deve ser tratado clinicamente, já que a temperatura cai rapidamente para o nível fisiológico após a remoção do dispositivo de pré-aquecimento.

A temperatura elevada pré-cura influencia sensivelmente no grau de conversão e no stress de polimezação dos compósitos, quando submetidos aumentam significativamente, no entanto, diminuem com a menor duração da exposição de luz. Apenas quando a temperatura do compósito é aumentada para 60°C se observa um relaxamento significativo do stress. Ao usar uma exposição de 5 segundos em compósitos pré-aquecido a 40°C ou 60°C resultou numa redução de 47 a 55% no stress final comparado ao uso de uma exposição completa de 20 segundos com o compósito mantido à temperatura ambiente. Teve-se em vista que o grau de conversão obtido isotérmica a

40°C ou 60°C com uma exposição de 5 segundos foi semelhante ou superior a 20 s à temperatura ambiente (Calheiros et al., 2014).

2.1.6 Propriedades Estéticas

Em relação à estabilidade das resinas que foram pré-aquecidas de cor foram testadas após a imersão em soluções de chá e café em estudo *in vitro*. A coloração dos compósitos pré-aquecidos em água destilada foi maior que a temperatura ambiente, no entanto, a diferença não foi significativa. O pré-aquecimento foi eficaz para melhorar a estabilidade da cor da resina composta após imersão prolongada em solução de café, por outro lado, nenhuma diferença estatisticamente significante foi observada para a solução de chá (Darabi et al., 2019).

2.1.7 Comparação de tipos de resina

Blalock et al. (2006) compararam a espessura do filme de uma variedade de compósitos comerciais, resinas aquecidas antes da polimerização por luz. A espessura do filme desses materiais aquecidos também foi comparada com a dos produtos fluidos na temperatura ambiente. Os valores de resina composta convencional à temperatura ambiente variaram na espessura do filme, porém nem todos os produtos pré-aquecidos tiveram a espessura reduzida. Esta última, nanopreenchida, não diminuiu e um dos híbridos submicrônicos tiveram melhor redução. Não houve correlação entre a classificação da resina composta, o conteúdo ou a forma do material de enchimento e a espessura do filme, e não houve diferença na espessura entre as resinas compostas pré-aquecidas a 54°C e 60°C. A temperatura ambiente e a resina composta convencional pré-aquecida forneceram uma espessura de filme superior à dos materiais fluidos. Desta forma, o pré-aquecimento da resina composta convencional produz uma espessura de filme menor para alguns produtos, mas o fluxo não pode ser atribuído à classificação de resina composta, conteúdo de preenchimento ou forma. A espessura da resina composta pré-aquecida foi maior que a de todos os fluidos.

Segundo Tauböck et al. (2015) o compósito pré-aquecido reduz significativamente a formação de força de contração de resinas de alta viscosidade do tipo

bulk fill convencional, a manter ou até a aumentar o grau de conversão de monômero, dependente do material compósito específico usado. Tanto o compósito quanto a temperatura de pré-cura afetam a formação da força de contração, sendo assim; o pré-aquecimento dos materiais restauradores *bulk fill* e convencionais antes da fotoativação diminuíram forças de retração induzidas pela polimerização sem comprometer o grau de conversão.

Theobaldo et al. (2017) avaliou o efeito do pré-aquecimento compósito e do modo de polimerização no grau de conversão, microdureza, plasticização e profundidade de polimerização de um compósito *bulk fill*. Independentemente da fotopolimerização, a temperatura mais alta de pré-aquecimento aumentou o grau de conversão comparativamente à temperatura ambiente na superfície inferior. A fotopolimerização feita com luz de diodo mostrou um grau de conversão maior em comparação à luz halógena. No geral, o grau de conversão foi maior na superfície superior do que na inferior. A microdureza, grau de conversão e plasticização não foram afetados pelo modo de cura e temperatura, e o compósito fluido apresentou microdureza semelhante, e menor grau de conversão e plasticização, comparado a *bulk fill*. Portanto, o pré-aquecimento do compósito aumentou o grau de polimerização do incremento de 4 mm na resina *bulk fill*, mas levou a uma maior plasticização em comparação com o compósito *flow* convencional avaliado.

Nada & El-Mowafy, (2011) investigaram o efeito do aquecimento da pré-polimerização nas propriedades mecânicas de três compósitos: o Clearfil Majesty (Kuraray), Z-100 (3M / ESPE) e Light-Core (Bisco). As amostras foram preparadas a partir de cada compósito à temperatura ambiente como controle e 2 temperaturas mais altas (37°C e 54°C) para testar a dureza superficial, resistência à compressão e resistência à tração diametral. Os resultados evidenciaram que as amostras Clearfil Majesty e Z-100 pré-aquecidas melhoraram significativamente os seus valores médios de superficial. O pré-aquecimento também melhorou valores médios de resistência à compressão das amostras Z-100. Além disso, o valor médio da tração diametral do Clearfil Majesty preparado a 52 °C foi significativamente maior que o de amostras de temperatura ambiente. Os valores médios de todas as variáveis oscilaram significativamente entre os três compósitos a mostrar que o pré-aquecimento aumentou significativamente a dureza

superficial de dois compósitos e também melhorou as propriedades dos compósitos *bulk fill*; no entanto, essa melhoria foi significativa apenas em alguns dos materiais testados.

Quanto ao pré-aquecimento de compósitos nano-híbridos e à base de silorano a 45 °C houve melhoria da resistência à flexão e módulo de resina. No entanto, a flexão resistência e módulo dos materiais testados não foram afetados pelo pré-arrefecimento. O módulo de flexão do compósito de resina nano-híbrida foi significativamente maior que o resina composta em temperaturas de 25 °C e 45 °C (Sharafeddin et al., 2015)

Do mesmo modo, El-Deeb et al. (2015) reportou que os efeitos negativos do pré-aquecimento do composto de resina à base de silorano não foram evidenciados. O pré-aquecimento deve ser usado com o conhecimento das suas limitações, evitando assim qualquer desvantagens biológicas e mecânicas adversas na restauração sistema.

Elkaffass et al. (2020) compararam o efeito do pré-aquecimento na microdureza, tenacidade à fratura e rugosidade da superfície do compósito de resinas nanoparticuladas e não foram confirmadas diferenças significativas entre os grupos. Contudo, no teste de dureza de Vickers houve diferenças significativas entre os grupos pré-aquecidos e os não aquecidos. A rugosidade média da superfície do grupo aquecido foi maior, mas não foi detetada uma diferença considerável entre elas.

2.1.8 Cuidados adicionais para o sistema

Estes ciclos de aquecimentos de resinas compostas não apresentaram resultados negativos. Em 2013, D'Amario et al. (2013) presumiu que ciclos de pré-aquecimento altamente repetidos parecem influenciar negativamente a força de flexão da compósitos de resina quando feitos inúmeras vezes (acima de vinte), caso os dentistas tenham ciência de que estão a usar a mesma seringa composta acima deste limite com um pré-aquecimento constante. Contudo, seria considerado ideal o procedimento de dose única em vez de seringas.

O armazenamento de compósitos em dispositivos de aquecimento, também não é aconselhável, deixar o seringa ou compósito na unidade de aquecimento, pode causar

alterações na matriz segundo Trujillo et al. (2004), Juloski et al. (2018) e Cook et al. (1997).

Trujillo et al. (2004) mencionaram que após oito horas de armazenamento a 54,5 °C, os compósitos exibem conversão reduzida quando fotopolimerizados em relação aos compósitos armazenados a temperatura ambiente, já o armazenamento a 54,5 °C por quatro horas não apresentou efeito adverso. Como tal, é melhor limitar o tempo de armazenamento de até quatro horas e para substituir as tampas evitar o potencial de componentes reativos a volatilizar.

Para uma cápsula pré-aquecida de resina composta a 70 °C atingir a temperatura abaixo da bucal, pode levar em torno de dois a três minutos. Isso requer um tempo de trabalho rápido, por exemplo, um aplicador de armazenamento de calor usando metal na ponta frontal ou mesmo um dispositivo de aquecimento combinado com o aplicador (Kramer et al., 2016).

2.2. Cimento de Fosfato de Zinco

2.2.1 Composição

O cimento de fosfato de zinco é o mais antigo dos agentes cimentantes. Portanto, é o cimento com mais longo tempo de vida clínica a servir como um padrão para os novos sistemas possíveis ser comparados. O líquido é essencialmente composto de ácido fosfórico, água, fosfato de alumínio e, às vezes, fosfato de zinco. O teor de água é de aproximadamente $33 \pm 5\%$ e é um importante fator, pois controla a taxa e o tipo de reação pó/líquido. Os principais ingredientes do pó são óxido de zinco (90%) e óxido de magnésio (10%) dos quais são sinterizados a temperaturas entre 1000 °C e 1400 °C em um bolo que é posteriormente moído em pó fino. O tamanho das partículas influencia a taxa de endurecimento da mistura de cimento pois o quanto menor o tamanho das partículas, mais curto o tempo de trabalho do cimento (Anusavice, 2013).

2.2.2 Indicações

O cimento de fosfato de zinco foi dos cimentos mais utilizados na cimentação de coroas pois apresenta baixo custo, facilidade de trabalho, boas propriedades mecânicas e ainda apresenta uma pequena espessura de película, devido ao seu bom escoamento, o que favorece a fixação final da prótese e limita o metabolismo de bactérias cariogênicas (Vivo & Pavanelli, 1997).

Além disso, possui elevado índice de sucesso em restaurações metálicas e metalocerâmicas e está relacionado à facilidade de manipulação e à fina espessura por isso, um bom escoamento, favorecendo a fixação final da prótese. Contudo, o aumento da espessura deste cimento, tem demonstrado diminuir a retenção ou a resistência das restaurações indiretas (Ribeiro et al., 2008).

Rosenstiel et al. (1998) recomendaram o uso do cimento de fosfato de zinco para coroas metálicas e metalocerâmicas, coroas em alumina, e postes metálicos fundidos. Não são indicados para coroas metalocerâmicas com baixa retenção; coroas com alta concentração em leucita, injetadas ou de cerâmicas; facetas ou *inlays* de porcelana; além de restaurações indiretas em resina.

2.2.3 Cimento “*Gold standard*”

Pegoraro et al. (2007) informam que devido ao seu uso prolongado e excelente desempenho clínico, o zinco cimento fosfato tem sido considerado o padrão-ouro para comparações em estudos. Caso a Medicina Dentária baseada em evidências for rigorosamente seguida, o cimento de fosfato de zinco tem muito mais evidências de sucesso do que qualquer outro material de cimentação disponível. Assim sendo, os cimentos de fosfato de zinco continuam a fornecer resultados bem-sucedidos quando usados para reter coroas de metal, porcelana fundida a metal coroas, pontes, espigões e outras restaurações. Mesmo algumas restaurações de cerâmica pura podem ser diluídas com cimentos de fosfato de zinco (por exemplo, In-Ceram, Procera).

2.2.4 Aplicação clínica

Diaz-Arnold et al. (1999), informam que se misturado adequadamente, o cimento exibe espessura de filme adequada para atender à American Dental Association (ADA) especificação nº 8. A mistura técnica é crítica no desenvolvimento do melhor cimento e deve ser completado uma placa fria, sobre um ampla área, para incorporar pequenos incrementos de pó no líquido por aproximadamente 1 minuto e 30 segundos. A coroa deve ser colocada imediatamente após a mistura o cimento, porque a viscosidade da maioria dos cimentos é conhecida por aumentar rapidamente com o tempo. A coroa ideal fixa requer uma mistura adequada e um peso constante da força de cimentação.

A presa deste cimento ocorre por uma reação ácido-base quando os componentes pó e líquido são misturados levando a formar um composto de fosfato de zinco ácido (Lad et al., 2014). Esta reação é exotérmica, liberta uma quantidade considerável de calor, e desta forma, recomenda-se que durante a mistura se utilize uma placa de vidro refrigerada de forma a dissipar o calor originado pela presa do material (Anusavice, 2013).

De acordo com Hill (2007) este cimento apresenta um tempo de presa que varia entre 5 a 9 minutos e sua solubilidade ao longo do tempo diminui consideravelmente. No entanto, em ambientes ácidos, essa solubilidade pode aumentar. Ele não liberta flúor, e a sua união com a peça protética é por meio da retenção mecânica devido à falta de união substrato e prótese.

Para o seu sucesso, a conicidade, comprimento e área de superfície de preparação do dente é fundamental, pois o fosfato de zinco não se liga quimicamente a qualquer substrato e fornece uma vedação retentiva (Diaz-Arnold et al., 1999).

Segundo Almehmadi et al. (2019), o cimento apresenta menor incidência de decementação do que cimentos provisórios, escoia facilmente para melhor retenção mecânica. É altamente rígido, portanto, indicado para áreas com grandes forças oclusais, é dimensionalmente estável, portanto, não há alterações em situações de stress em próteses de cerâmica completas. A fácil detecção de excesso de cimento e a sua remoção é mais fácil comparativamente com cimentos resinosos e de ionômeros de vidro.

2.2.5 Propriedades Físicas e Mecânicas

Segundo Behr et al. (2009) o bom desempenho clínico do cimento de fosfato de zinco para restaurações baseadas em ligas metálicas demonstra-se surpreendente pois as propriedades mecânicas são consideradas fracas. A resistência à compressão é menor do que os de cimentos resinosos e a solubilidade é alta. Apesar dessas desvantagens, o sucesso clínico dos cimentos de fosfato de zinco foi bem documentado.

O fosfato de zinco é popular devido ao seu brilhante histórico clínico. Esta diferença entre a teoria e a prática indica que algo pode estar errado com o conceito padrão. O problema mais provável em relação aos estudos anteriores é que as dimensões de suas amostras diferem daquelas que são usadas clinicamente. Isto que faz com que os resultados dos estudos, que afirmam que o cimento encolhe, se desviem dos resultados clínicos. Corretamente deve ser que o cimento de fosfato de zinco tende a se expandir em volume e, assim, fixar mecanicamente a coroa ao pilar. Aumentar o conteúdo cristalino no cimento de fosfato de zinco melhorará a força de retenção da coroa e sugerir uma nova direção para desenvolver melhor cimento de cimentação do que aqueles estão disponíveis atualmente. Quando o espaço numa prótese mal fabricada excede a faixa aceitável, o encolhimento do cimento de fosfato de zinco será o causador do fracasso (Liu & Yu, 2009).

A resistência à tração é menor que ionômero de vidro, porém maior que óxido de zinco livre de eugenol, baixa viscosidade, sem adesão ao titânio ou prótese, módulo elástico mais alto, alta solubilidade no tempo de espatulação, menor deformação, radiopacidade mais alta quando comparado com diferentes agentes de cimentação e baixo custo (Almehmadi et al., 2019).

Menani et al. (2008) comparou a resistência à tração do titânio comercialmente puro e de postes e núcleos de liga de ouro tipo III fundidos e cimentados com fosfato de zinco ou cimento resinoso. Ambos demonstraram os valores de retentores de tração médios estatisticamente parecidos. Os valores de retenção também foram semelhantes aos valores médios registrados para o elenco postes e núcleos de liga de ouro cimentados com cimento de fosfato de zinco e cimentos de resina.

O fosfato de zinco possui baixa solubilidade em água (Wassell et al., 2002). No entanto, Anusavice (2013) e Rosenstiel et al. (1998) referem como importantes desvantagens deste cimento seriam a falta de adesão, solubilidade, o tempo de trabalho curto em relação aos cimentos resinosos. A espessura do filme, tempo de mistura, força de compressão são adequadas e o módulo de elasticidade muito próximo da dentina além da facilidade de remoção do excesso de cimento.

2.2.6 Reações adversas

Quando o pó reage com o líquido, uma quantidade considerável de calor é gerada (reação exotérmica) e quando a mistura estiver concluída, o cimento atinge um pH de 3.5 e como o cimento é colocado nos dentes preparados quando está em "consistência húmida" e nem todo o líquido possui reagido com o pó, o líquido de ácido fosfórico não reagido com pH baixo $\pm 1,5$ entra em contato com a preparação e causa uma dissolução imediata (dentro de 5 s) da camada de esfregaço e tampões de esfregaço. Como a cimentação pode causar uma quantidade considerável de pressão hidráulica, o não reagido ácido é pressionado nos túbulos dentinários e, dependendo da espessura remanescente da dentina, a distância do assoalho da preparação para a polpa, pode causar maior ou menor irritação para a polpa (Pameijer, 2012).

De acordo com Anusavice (2013), Behr et al. (2009), Pegoraro et al. (2007), Rosenstiel et al. (1998), o cimento de fosfato de zinco apresenta algumas desvantagens como a possibilidade de ocorrer infiltração marginal e também de causar irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória devido ao seu pH ácido.

Johnson et al. (1993) avaliaram a sensibilidade ocorrida após cimentações realizadas com cimento de fosfato de zinco e ionômero de vidro. Houve significativamente mais relatos de sensibilidade na cimentação e duas semanas após a cimentação para o grupo fosfato de zinco como comparado ao grupo ionômero de vidro. Aos três meses, no entanto, não houve diferenças de sensibilidade entre os dois grupos, e a sensibilidade não diferiu dos níveis pré-tratamento e fora controlado as variáveis técnicas de ponte para determinar se o fosfato de zinco ou cimentos de ionômero de vidro contribuíam para a sensibilidade pulpar. Com esta técnica padronizada, os cimentos não foram associados a um aumento da sensibilidade pulpar a longo prazo.

Esta ideia foi apoiada por Brännström & Nyborg (1977) quando afirmaram que se a irritação ocorrer após a cimentação da restauração, pode ter como causa os detritos que contêm bactérias deixado para nas superfícies preparadas do dente. No entanto, Behr et al. (2009) afirmaram que as bactérias colonizam as superfícies de cimentos resinosos com mais frequência do que as superfícies de substratos inorgânicos que liberam íons como zinco ou cobre e, por sua vez, a alta solubilidade do cimento de fosfato de zinco pode ser uma vantagem para evitar micro-organismos da margem a longo prazo.

A erosão leva à perda de cimento e falha da restauração não é normalmente associado a este cimento, coroas tendem-se a perder mais por causa de um mau retentivo na concepção da preparação. No entanto, cimento erosão é observado em pacientes com regurgitação ácida. É considerado como um potencial irritante efeito sobre a polpa. Isso foi atribuído ao baixo pH do cimento no momento da cimentação, mas o trauma de preparação, a temporização e contaminação bacteriana também podem ter sido responsáveis (Wassell et al., 2002).

2.3 Cimentos resinosos

2.3.1 Composição

De acordo com Anusavice (2013) e Gouvêa et al (2008), a composição da maioria dos compostos químicos é semelhante à composição das resinas compostas restauradoras: uma matriz resinosa com cargas de carga inorgânicas tratadas, ou seja, sílica ou isoladas de vidro e/ou sílica coloidal usada nas resinas microparticuladas com silano. Os cimentos resinosos são resinas compostas que apresentam menor quantidade de partículas de carga em sua composição, com a finalidade de proporcionar um adequado escoamento ao material. O principal componente da matriz resinosa é o BIS - GMA, UDMA ou TEGDMA. Contém monômeros resinosos bifuncionais, com grupos funcionais hidrofílicos, como o HEMA e 4-META, que modificam a composição orgânica do cimento resinoso em comparação às resinas compostas a promover uma união mecânica com a dentina, que na maioria dos casos se apresentam expostas nos preparos protéticos. A matriz orgânica dos cimentos resinosos é reforçada por partículas inorgânicas, onde seu peso pode variar de 36 a 77%.

2.3.2 Classificação

Cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com sua iniciação modo como materiais autopolimerizáveis (quimicamente ativados), fotoativados ou com dupla ativação. Os compostos fotoativados oferecem ampla variedade de tons, consistências e composições e são aplicados clinicamente de forma simplificada através de longos tempos de trabalho e rápido endurecimento após exposição à luz. Sombra, espessura e coeficiente de transmissão da restauração unida à cerâmica e o próprio compósito influencia a taxa conversão do material fotoativado e limita sua aplicação a cerâmicas finas à base de sílica. Os do tipo autopolimerizáveis são geralmente indicados para restaurações de cerâmica de alta resistência com base de metal ou opacas e com resina. Os compostos de dupla ativação oferecem tempos de trabalho prolongados e polimerização controlada, embora ativadores químicos garantem um alto grau de polimerização (Kramer et al., 2016).

2.3.3 Indicações

Está indicado para peças protéticas principalmente em cerâmicas puras, por possuir uma adesão alta, insolubilidade para fluidos orais e ampla resistência para forças tensionais. Este recurso adesivo com uma presença de pequenas dimensões que proporcionam maior resistência e viscosidade diminuindo a contração da polimerização e a impedir uma microinfiltração ou promoção da conservação da estrutura. No entanto, tal cimento apresenta algumas desvantagens como sensibilidade técnica. Além disso, a dureza desse material pode ser influenciada pelo material restaurador indireto e paralelamente pelo tipo de aparelho de fotoativação que pode diminuir as propriedades mecânicas do material adesivo (Namoratto et al., 2013).

Os cimentos resinosos autoadesivos são fáceis de manusear, possuem propriedade de autoadesão, retenção micromecânica e são dimensionalmente estáveis. Têm melhores propriedades físicas do que cimentos convencionais, têm boa resistência à compressão e microdureza, têm espessura de filme suficiente para a cimentação de coroas individuais (Makkar & Malhotra, 2013).

Sistemas de cimentação testados à dentina indicaram que cimentos resinosos baseados na técnica *etch and rinse* proporcionaram uma confiabilidade maior de adesão comparada aos agentes autocondicionantes e os autoadesivos quando usados para unir restaurações em resina indiretas à dentina. Por outro lado, o sistema mostrou a maior força de ligação à cimentação restaurações de vidro cerâmico indireto (D'Arcangelo et al., 2009).

Deve-se evitar o condicionamento ácido excessivo pois reduz a aderência do trabalho protético ao substrato e a remoção em excesso geralmente é feita após 2 a 5 segundos de fotopolimerização, e por fim a polimerização final é feita. Posto isto, evita-se a formação de uma lacuna ou um vazio (Lad et al., 2014).

Solon-de-Mello et al. (2019); mostraram que não houve diferença estatísticas na longevidade clínica entre restaurações cerâmicas cimentadas com cimento autoadesivo sem condicionamento prévio do esmalte comparativamente ao grupo que recebeu condicionamento prévio do esmalte.

2.3.4 Propriedades Físicas

De acordo com Haddad et al. (2011) são de fácil manipulação, possuem grande resistência à compressão e suportam grandes tensões de cisalhamento. As cores podem ser selecionadas de acordo com o substrato dentário tornando-se um excelente agente de cimentação.

Contudo, Lima et al. (2018) avaliaram a influência de pré-aquecimento e da espessura da cerâmica nas propriedades físicas de diferentes agentes de cimentação tais como: o grau de conversão, microdureza, densidade de interligações, resistência à tração final, absorção de água e solubilidade. Pode-se concluir que o pré-aquecimento de agente de cimentação a 54 °C diminuiu absorção de água e solubilidade dos materiais, enquanto a espessura da cerâmica afetou significativamente apenas a microdureza superficial. As propriedades físicas dos materiais eram dependentes de sua composição.

O grau de conversão e a força de união são maiores quando polimerizados de forma dual e em restaurações cerâmicas de até 1 mm de espessura (Novais et al., 2017).

Em relação à espessura de cimento resinoso e à submissão de agentes cimentantes sob altas temperaturas. Martini et al. (2019) concluíram que uma camada grossa de cimento contribui para maior stress, concentração em fragmentos cerâmicos e temperaturas extremamente altas, aumenta o risco de falha estrutural, já que a cerâmica\ camada de cimento estão expostos a altas taxas de stress de compressão e tração.

2.3.5 Propriedades Biológicas

Estes cimentos têm como vantagens a propriedade de adesão ao substrato, que aumenta significativamente a resistência de união, reduz a microinfiltração, resulta num menor desgaste do remanescente dental. Possuem alta insolubilidade ao fluido oral e são biocompatíveis (Haddad et al., 2011).

A sensibilidade pós-operatória reduzida, juntamente com reações pulpares moderadas e a capacidade de ligação adequada a diferentes substratos restauradores são outras propriedades clinicamente relevantes reconhecidas como cimentos resinosos autocondicionantes e autoadesivos. É esperado que se obtenha uma simplificação do manuseio desse sistema de cimentação, de forma a que os novos agentes tornem o procedimento de cimentação menos sensível à técnica e ao operador do que ao usar sistemas de três etapas (Cantoro et al., 2008).

2.3.6 Propriedades Estéticas

Gugelmin et al. (2020) acompanharam por doze meses a estabilidade de cor de facetas de cerâmicas cimentadas com cimentos resinosos e resinas pré-aquecidas foi concluído que os diferentes materiais usados para cimentação de facetas finas influenciaram a cor final das restaurações e que os cimentos de resina fotopolimerizável e de dupla polimerização tinham estabilidade de cor parecidas. A resina composta micropreenchida à temperatura ambiente e pré-aquecida revelou uma mudança de cor clinicamente relevante após 1 ano de armazenamento. O aquecimento não afetou a estabilidade da cor das resinas compostas utilizadas, em comparação com os materiais usados em temperatura ambiente. O grau de conversão dos agentes cimentantes utilizados

não mostrou nenhuma diferença significativa e o pré-aquecimento das resinas compostas não afetou o grau de conversão.

Schneider et al. (2020) também avaliaram a estabilidade da cor e o potencial de cura destes mesmo materiais a incluir um cimento resinoso de ativação dual livre de aminas (RelyX Ultimate, 3M/ESPE). Todos os materiais testados apresentaram alto potencial de cura para fins de cimentação e os Compósitos pré-aquecidos promoveram a menor diferença de cor entre os materiais testados.

2.3.7 Aplicação clínica

Para Cantoro et al. (2008), surgiram limitações referentes ao potencial de ligação desses materiais ao esmalte e dentina. A permeabilidade do ácido expôs a interface cimento-dentina a alterações induzidas pela água que afetaram negativamente a força de união do cimento à dentina. Estando assim, relacionados à alta viscosidade do cimento que dificultaria uma penetração mais profunda da resina.

Conforme a profundidade aumenta ou o acesso à luz está impedido, vários cimentos resinosos ficam disponíveis em sistema de ativação dupla ou duais. Neste caso, a ativação ocorre com a associação dos processos de fotoativação e de ativação química (Namoratto et al., 2013).

O aumento da temperatura quando realizado em cimentos resinosos de dupla cura pode resultar num alto grau de conversão, mesmo quando a luz de cura é comprometida pela presença de restaurações cerâmicas. No entanto, recomenda-se cautela antes que o dentista decida aquecer o cimento resinoso, pois este procedimento pode comprometer o tempo de trabalho, dependendo da temperatura e do produto. Aumento da temperatura do cimento resina pode ser amenizado pela energia radiante mais baixa fornecida pela unidade de fotopolimerização causada pela presença de restaurações indiretas com espessuras variadas. O tempo de trabalho das resinas de cura dupla podem ser significativamente diminuídas como resultado do pré-aquecimento, geralmente levando a reações extremamente rápidas, que tornariam o uso clínico de um produto aquecido desaconselhável (M. Oliveira et al., 2012).

De acordo com Brondani et al. (2017), os cimentos autoadesivos resinosos podem ser usados como uma alternativa confiável para a cimentação com um desempenho semelhante ao com cimentos de resina regulares devido à sua sensibilidade clínica, todavia, ainda precisam ser comprovados em ensaios clínicos como uma boa opção para coroas metalocerâmicas.

Netto et al. (2014) afirmam que o cimento resinoso possui uma técnica sensível por não tolerar a presença de umidade qualquer falha no protocolo pode influenciar na união entre as superfícies dental e peça protética.

2.3.8. Comparação com outros sistemas adesivos

Foi comparada a adaptação de coroas prensadas de dissilicato de lítio com diferentes sistemas cimentantes, a resina pré-aquecida e os cimentos resinosos. Constatou-se que o processo de cimentação aumentou a discrepância para todos os cimentos avaliados e que a resina composta pré-aquecida teve discrepâncias marginais quantitativamente maiores do que a resina composta fluida ou o cimento de resina polimerizada dupla (Mounajjed et al., 2018).

Assim como apresentado na cimentação com compósitos pré-aquecidos, os cimentos resinosos demonstram uma redução de resistência de união imediata da fibra de pinos associados aos seladores à base de eugenol, canal radicular com cimento resinoso, independentemente do tipo do sistema adesivo ou cimento resinoso usado (Altmann et al., 2015).

Para Bortolotto et al. (2013) o compósito híbrido apresentou os melhores resultados em termos de desenvolvimento de contração e estabilidade contra a lixiviação. Os valores de contração do cimento auto-adesivo testado (autopolimerizável ou fotopolimerizável) foram significativamente maiores do que os observados para o compósito híbrido. Para o cimento autoadesivo quimicamente ativado, o endurecimento incompleto dos materiais durante os estágios iniciais após polimerização, favoreceu a lixiviação de monômeros da massa de cimento.

Segundo Oliveira et al. (2017), este cimento apresenta propriedades superiores em relação ao cimento de fosfato de zinco mas, devido ao seu alto custo, não é o primeiro material escolhido para cimentação de peças metálicas. No entanto, o cimento de fosfato de zinco apresenta algumas limitações e quando bem indicado não diminui a longevidade das reabilitações.

3. CONCLUSÃO

O aquecimento do compósito antes da colocação numa preparação da cavidade parece oferecer várias vantagens. A redução da viscosidade, permitindo que o material seja injetado na preparação, em vez de manipular com instrumentos manuais permite que os profissionais dupliquem o que se tornou uma popular técnica de colocação de injeção de compósitos fluidos, *flow resins*. A técnica de pré-aquecimento permite a manipulação de características semelhantes às do compósito escoável, sem sacrificar os benefícios de propriedades mecânicas, de desgaste e de polimerização superiores associadas ao uso de compósito restaurador fortemente preenchido. A viscosidade reduzida também permite humedecimento aprimorado das paredes da cavidade em comparação com a temperatura ambiente, preenchido fortemente pelo material restaurador. Por sua vez, fornece ainda uma melhor adaptação às paredes das cavidades e a diminuição da formação de fendas. Como o composto aquecido está a uma elevada temperatura relativamente ao composto à temperatura ambiente após a colocação, a mobilidade molecular é aprimorada, o que pode levar a melhores propriedades mecânicas após a cura. O efeito do aquecimento na viscosidade do composto varia de acordo com o tipo e a marca do composto.

Alguma preocupação foi relatada, nomeadamente que a injeção de composto quente numa preparação de cavidade possa resultar em aumentos de temperatura incompatível com a saúde pulpar. No entanto, o compósito arrefece muito rapidamente após a remoção do compósito mais quente, e o dente age como um dissipador de calor, resultando em temperaturas compostas imediatamente após a colocação, são levemente elevados acima da temperatura intraoral dos dentes e são essencialmente equivalentes ao corpo temperatura.

Embora o uso de resinas compostas pré-aquecidas exijam equipamentos adicionais e uma adaptação da técnica de colocação do dentista, o custo é baixo, a curva de aprendizagem é superficial, os benefícios são altos e a propensão a eventos adversos é diminuta.

Ao considerar o tipo de cimento, ainda hoje, não se pode dizer que existe um cimento ideal, ou seja, que possua todas as características ótimas e necessárias a este tipo de material (preencher uma interface entre dentes restauração, retenção, resistência, isolamento marginal, insolúvel ao meio bucal, ser radiopaco, ter boas propriedades óticas e comprovação clínica longitudinal).

4. Bibliografia

- Acquaviva, P. A., Cerutti, F., Adami, G., Gagliani, M., Ferrari, M., Gherlone, E., & Cerutti, A. (2009). Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: A micro-Raman analysis. *Journal of Dentistry*, 37(8), 610–615. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.04.001>
- Agostinho Dos Santos, R. E., Lima, A. F., Soares, G. P., Ambrosano, G. M. B., Marchi, G. M., Lovadino, J. R., & Aguiar, F. H. B. (2011). Effect of preheating resin composite and light-curing units on the microleakage of class II restorations submitted to thermocycling. *Operative Dentistry*, 36(1), 60–65. <https://doi.org/10.2341/10-226-LR1>
- Alizadeh Oskoei, P., Nooroloyouni, A., Pornaghi Azar, F., Sajjadi Oskoei, J., & Pirzadeh Ashraf, A. (2015). Effect of Resin Cement Pre-heating on the Push-out Bond Strength of Fiber Post to Root Canal Dentin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 9(4), 233–238. <https://doi.org/10.15171/joddd.2015.042>
- Almehmadi, N., Kutkut, A., & Al-Sabbagh, M. (2019). What is the Best Available Luting Agent for Implant Prosthesis? *Dental Clinics of North America*, 63(3), 531–545. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.02.014>
- Altmann, A. S. P., Leitune, V. C. B., & Collares, F. M. (2015). Influence of Eugenol-based Sealers on Push-out Bond Strength of Fiber Post Luted with Resin Cement: Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 41(9), 1418–1423. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.05.014>
- Anusavice, K. J. (2013). Phillips' Science of Dental Materials (Anusavice Phillip's Science of Dental Materials). In *Elsevier Saunders* (Eleventh E, Vol. 12). Saunders. <http://www.amazon.com/Phillips-Science-Dental-Materials-Anusavice/dp/0721693873>
- Arora, V., Arora, P., Al Shammrani, A., & Fahmi, M. K. (2017). Devices & Methods for pre-heating/pre-warming Dental Resin Composites: A Critical Appraisal. *International Journal of Oral Health and Medical Research*, 4(2), 52–55.
- Ayub, K. V., Santos, G. C., Rizkalla, A. S., Bohay, R., Pegoraro, L. F., Rubo, J. H., Jacinta, M., & Santos, M. C. (2014). Effect of preheating on microhardness and viscosity of 4 resin composites. *Journal of the Canadian Dental Association*, 80.
- Baroudi, K., & Mahmoud, S. (2015). Improving Composite Resin Performance Through Decreasing its Viscosity by Different Methods. *The Open Dentistry Journal*, 9(1), 235–242. <https://doi.org/10.2174/1874210601509010235>
- Behr, M., Rosentritt, M., Wimmer, J., Lang, R., Kolbeck, C., Bürgers, R., & Handel, G. (2009). Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun 2003. *Dental Materials*, 25(5), 601–604. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.11.003>

- Blalock, J. S., Holmes, R. G., & Rueggeberg, F. A. (2006). Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 424–432. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.022>
- Bohn, P. V., Andrioli, D., Castelo, V., Leitune, B., Collares, F. M., Botega, D. M., Meira, D., Forges, C. B., Maria, S., & Samuel, W. (2009). Cimentos Usados em Prótese Fixa : uma pesquisa com especialistas em prótese de Porto Alegre Cements Used for Fixed Prosthodontics : a survey with Porto Alegre specialists. *Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre*, 50(3), 5–9.
- Bortolotto, T., Guillarme, D., Gutemberg, D., Veuthey, J. L., & Krejci, I. (2013). Composite resin vs resin cement for luting of indirect restorations: Comparison of solubility and shrinkage behavior. *Dental Materials Journal*, 32(5), 834–838. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-153>
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Daronch, M. (2000). Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dental Materials*, 16(4), 303–310. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00023-3](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00023-3)
- Brännström, M., & Nyborg, H. (1977). Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 94(2), 308–310. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1977.0296>
- Brondani, L. P., Pereira-Cenci, T., Wandsher, V. F., Pereira, G. K., Valandro, L. F., & Bergoli, C. D. (2017). Longevity of metal-ceramic crowns cemented with self-adhesive resin cement: a prospective clinical study. *Brazilian Oral Research*, 31, e22. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0022>
- Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A., & Braga, R. R. (2014). Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dental Materials*, 30(6), 613–618. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.024>
- Cantoro, A., Goracci, C., Papacchini, F., Mazzitelli, C., Fadda, G. M., & Ferrari, M. (2008). Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 24(5), 577–583. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.012>
- Carrillo-Cotto, R., Etges, A., Jardim, P. S., Torre, E., Kaizer, M. R., Ferrúa, C. P., Nedel, F., Cuevas-Suárez, C. E., & Moraes, R. R. (2020). Cytotoxicity of contemporary resin-based dental materials in contact with dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 15, 1–8. <https://doi.org/10.1111/eos.12723>
- Coelho, N. F., Barbon, F. J., Machado, R. G., Bocato, N., & Moraes, R. R. (2019). Response of composite resins to preheating and the resulting strengthening of luted feldspar ceramic. *Dental Materials*, 35(10), 1430–1438. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.021>
- Cook, W. D., Simon, G. P., Burchill, P. J., Lau, M., & Fitch, T. J. (1997). Curing kinetics

- and thermal properties of vinyl ester resins. *Journal of Applied Polymer Science*, 64(4), 769–781. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4628\(19970425\)64:4<769::AID-APP16>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4628(19970425)64:4<769::AID-APP16>3.0.CO;2-P)
- Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402–416. <https://doi.org/10.1177/0022034510381263>
- D'Amario, M., De Angelis, F., Vadini, M., Marchili, N., Mummolo, S., & D'Arcangelo, C. (2015). Influence of a repeated preheating procedure on mechanical properties of three resin composites. *Operative Dentistry*, 40(2), 181–189. <https://doi.org/10.2341/13-238-L>
- D'Amario, M., Pacioni, S., Capogreco, M., Gatto, R., & Baldi, M. (2013). Effect of repeated preheating cycles on flexural strength of resin composites. *Operative Dentistry*, 38(1), 33–38. <https://doi.org/10.2341/11-476-L>
- D'Arcangelo, C., De Angelis, F., D'Amario, M., Zazzaroni, S., Ciampoli, C., & Caputi, S. (2009). The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 34(3), 328–336. <https://doi.org/10.2341/08-101>
- da Silva, J. C., Reges, R. V., Rege, I. C. C., Cruz, C. A. dos S., Vaz, L. G., Estrela, C., & de Castro, F. L. A. (2015). Pre-heating mitigates composite degradation. *Journal of Applied Oral Science*, 23(6), 571–579. <https://doi.org/10.1590/1678-775720150284>
- Darabi, F., Seyed-Monir, A., Mihandoust, S., & Maleki, D. (2019). The effect of preheating of composite resin on its color stability after immersion in tea and coffee solutions: An in-vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(12), 0–0. <https://doi.org/10.4317/jced.56438>
- Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Hall, G., & De Goes, M. F. (2007). Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. *Dental Materials*, 23(10), 1283–1288. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.024>
- Daronch, M., Rueggeberg, F. A., Moss, L., & de Goes, M. F. (2006). Clinically relevant issues related to preheating composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 18(6), 340–350. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00046.x>
- Deb, S., Di Silvio, L., MacKler, H. E., & Millar, B. J. (2011). Pre-warming of dental composites. *Dental Materials*, 27(4), e51–e59. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.009>
- Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., & Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135–141. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70240-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70240-4)
- Didron, P. P., Ellakwa, A., & Swain, M. V. (2013). Effect of Preheat Temperatures on Mechanical Properties and Polymerization Contraction Stress of Dental Composites.

- Materials Sciences and Applications*, 04(06), 374–385.
<https://doi.org/10.4236/msa.2013.46048>
- Ebrahimi Chaharom, M. E., Bahari, M., Safyari, L., Safarvand, H., Shafaei, H., Jafari Navimipour, E., Alizadeh Oskoei, P., Ajami, A. A., & Abed Kahnamouei, M. (2020). Effect of preheating on the cytotoxicity of bulk-fill composite resins. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 14(1), 19–25.
<https://doi.org/10.34172/joddd.2020.003>
- El-Deeb, H. A., Abd El-Aziz, S., & Mobarak, E. H. (2015). Effect of preheating of low shrinking resin composite on intrapulpal temperature and microtensile bond strength to dentin. *Journal of Advanced Research*, 6(3), 471–478.
<https://doi.org/10.1016/j.jare.2014.11.013>
- Elkaffas, A. A., Eltoukhy, R. I., Elnegoly, S. A., & Mahmoud, S. H. (2019). The effect of preheating resin composites on surface hardness: a systematic review and meta-analysis. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 44(4), 1–13.
<https://doi.org/10.5395/rde.2019.44.e41>
- Elkaffas, A. A., Eltoukhy, R. I., Elnegoly, S. A. E., & Mahmoud, S. H. (2020). Influence of preheating on mechanical and surface properties of nanofilled resin composites. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(5), e494–e500.
<https://doi.org/10.4317/JCED.56469>
- Ferracane, J. L., & Greener, E. H. (1984). Fourier Transform Infrared Analysis of Degree of Polymerization in Unfilled Resins—Methods Comparison. *Journal of Dental Research*, 63(8), 1093–1095. <https://doi.org/10.1177/00220345840630081901>
- França, F. Á., de Oliveira, M., Rodrigues, J. A., & Arrais, C. A. G. (2011). Pre-heated dual-cured resin cements: Analysis of the degree of conversion and ultimate tensile strength. *Brazilian Oral Research*, 25(2), 174–179. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242011000200013>
- Fróes-Salgado, N. R., Silva, L. M., Kawano, Y., Francci, C., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2010). Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials*, 26(9), 908–914.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.023>
- Gouvêa, Cresus Vinícius Depes de; Magalhães Filho, Thales Ribeiro de; Weig, Karin de Mello; Dória, J. N. da S. M. (2008). Resistência à flexão de cimentos resinosos com polimerização dual. *Rev. Odonto Ciênc*, 23(2), 156–160.
- Gugelmin, B. P., Miguel, L. C. M., Filho, F. B., da Cunha, L. F., Correr, G. M., & Gonzaga, C. C. (2020). Colorstability of ceramic veneers luted with resin cements and pre-heated composites: 12 months follow-up. *Brazilian Dental Journal*, 31(1), 69–77. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202002842>
- Haddad, M. F., Rocha, E. P., & Assunção, W. G. (2011). Cementation of prosthetic restorations: From conventional cementation to dental bonding concept. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(3), 952–958.

<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31820fe205>

- Hill, E. E. (2007). Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 643–658. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.002>
- Jin, M. U., & Kim, S. K. (2009). Effect of pre-heating on some physical properties of composite resin. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry*, 34(1), 30. <https://doi.org/10.5395/jkacd.2009.34.1.030>
- Johnson, G. H., Powell, L. V., & DeRouen, T. A. (1993). Evaluation and control of post-cementation pulpal sensitivity: zinc phosphate and glass ionomer luting cements. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 124(11), 38–46. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0221>
- Juloski, J., Köken, S., & Ferrari, M. (2018). Cervical margin relocation in indirect adhesive restorations: A literature review. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(3), 273–280. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2017.09.005>
- Karaarslan, E. S., Usumez, A., Ozturk, B., & Cebe, M. A. (2012). Effect of cavity preparation techniques and different preheating procedures on microleakage of class V resin restorations. *European Journal of Dentistry*, 6(1), 87–94. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1698935>
- Kramer, M. R., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2016). Flexural strength of preheated resin composites and bonding properties to glass-ceramic and dentin. *Materials*, 9(2). <https://doi.org/10.3390/ma9020083>
- Kubo, S., Kawasaki, A., & Hayashi, Y. (2011). Factors associated with the longevity of resin composite restorations. *Dental Materials Journal*, 30(3), 374–383. <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-191>
- Lad, P. P., Kamath, M., Tarale, K., & Kusugal, P. B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 6(1), 116–120. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24653615> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3959149>
- Lambert, D. L. (2008). A “recipe for success” with posterior composites utilizing preheated resins. *Dentistry Today*, 27(11).
- Lima, M. O., Catelan, A., Marchi, G. M., Lima, D. A. N. L., Martins, L. R. M., & Aguiar, F. H. B. (2018). Influence of pre-heating and ceramic thickness on physical properties of luting agents. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 16(4), 252–259. <https://doi.org/10.1177/2280800018782842>
- Lindberg, A., van Dijken, J. W. V., & Hörstedt, P. (2005). In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clinical Oral Investigations*, 9(2), 77–83. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0311-x>

- Liu, Y., & Yu, H. Y. (2009). Does dental zinc phosphate cement really shrink in clinical applications? *Medical Hypotheses*, 73(2), 257–258. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2009.01.032>
- Lohbauer, U., Zinelis, S., Rahiotis, C., Petschelt, A., & Eliades, G. (2009). The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. *Dental Materials*, 25(4), 514–519. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.006>
- Lucey, S., Lynch, C. D., Ray, N. J., Burke, F. M., & Hannigan, A. (2010). Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(4), 278–282. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02045.x>
- Magne, P., Razaghy, M., Carvalho, M. A., & Soares, L. M. (2018). Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 13(3), 318–332.
- Makkar, S., & Malhotra, N. (2013). Self-adhesive resin cements: A new perspective in luting technology. *Dental Update*, 40(9), 758–768. <https://doi.org/10.12968/denu.2013.40.9.758>
- Martini, A. P., de Souza, F. I., Anchieta, R. B., de Almeida, E. O., Freitas Junior, A. C., & Rocha, E. P. (2019). Influence of resin cement thickness and temperature variation on mechanical behavior of dental ceramic fragment restoration. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(4), 409–417. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1560428>
- Menani, L. R., Ribeiro, R. F., & de Almeida, R. P. (2008). Tensile bond strength of cast commercially pure titanium and cast gold-alloy posts and cores cemented with two luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(2), 141–147. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60030-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60030-X)
- Mounajjed, R., Salinas, T. J., Ingr, T., & Azar, B. (2018). Effect of different resin luting cements on the marginal fit of lithium disilicate pressed crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(6), 975–980. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.08.001>
- Nada, K., & El-Mowafy, O. (2011). Effect of Precuring Warming on Mechanical Properties of Restorative Composites. *International Journal of Dentistry*, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/536212>
- Namoratto, L. R., Ferreira, R. de S., Lacerda, R. A. V., Filho, H. R. S., & Ritto, F. P. (2013). Cimentação em cerâmicas: evolução dos procedimentos convencionais e adesivos. *Revista Brasileira de Odontologia*, 70(2), 142–147.
- Netto, L., Ullmann, C., Silva, E. M., & Amaral, C. M. (2014). Cimentos autoadesivos: uma nova possibilidade para a cimentação de restaurações indiretas. *Revista Saúde*, 8(3–4), 55–62.
- Nikolaos-Stefanos, K. (2018a). Resin Composite Pre-Heating - A Literature Review of the Laboratory Results. *International Journal of Oral and Dental Health*, 4(2), 133–

137. <https://doi.org/10.23937/2469-5734/1510074>
- Nikolaos-Stefanos, K. (2018b). Resin Composite Pre-Heating - A Literature Review of the Laboratory Results. *International Journal of Oral and Dental Health*, 4(2), 1–5. <https://doi.org/10.23937/2469-5734/1510074>
- Novais, V. R., Raposo, L. H. A., de Miranda, R. R., Lopes, C. de C. A., Simamoto Júnior, P. C., & Soares, C. J. (2017). Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. *Journal of Applied Oral Science*, 25(1), 61–68. <https://doi.org/10.1590/1678-77572016-0221>
- Oliveira, M. C. de, Fernandes, L. C., Neto, A. J. F., Júnior, P. C. S., & Cabral, L. C. (2017). Estudo Comparativo Entre O Cimento De Fosfato De Zinco E O Cimento Resinoso: Revisão De Literatura. *Revista Saúde Multidisciplinar*, IV, 124–135.
- Oliveira, M., Cesar, P. F., Giannini, M., Rueggeberg, F. A., Rodrigues, J., & Arrais, C. A. (2012). Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions. *Operative Dentistry*, 37(4), 370–379. <https://doi.org/10.2341/11-198-L>
- Packham, D. E. (1996). Work of adhesion: Contact angles and contact mechanics. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 16(2), 121–128. [https://doi.org/10.1016/0143-7496\(95\)00034-8](https://doi.org/10.1016/0143-7496(95)00034-8)
- Pameijer, C. H. (2012). A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*, 2012(3). <https://doi.org/10.1155/2012/752861>
- Papacchini, F., Magni, E., Radovic, I., Mazzitelli, C., Monticelli, F., Goracci, C., Polimeni, A., & Ferrari, M. (2007). Effect of intermediate agents and pre-heating of repairing resin on composite-repair bonds. *Operative Dentistry*, 32(4), 363–371. <https://doi.org/10.2341/06-105>
- Pegoraro, T. A., da Silva, N. R. F. A., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453–471. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.02.003>
- Ribeiro, C. M. B., Lopes, M. W. F., Farias, A. B. L. de, Cabral, B. L. de A. L., & Guerra, C. M. F. (2008). Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos. *International Journal of Dentistry*, 6(2), 58–62.
- Rickman, L. J., Padipatvuthikul, P., & Chee, B. (2011). Clinical applications of preheated hybrid resin composite. *British Dental Journal*, 211(2), 63–67. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.571>
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280–301. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70128-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70128-3)
- Saade, E. G., Bandeca, M. C., Rastelli, A. N. S., Bagnato, V. S., & Porto-Neto, S. T. (2009). Influence of pre-heat treatment and different light-curing units on Vickers

- hardness of a microhybrid composite resin. *Laser Physics*, 19(6), 1276–1281. <https://doi.org/10.1134/s1054660x09060164>
- Schneider, L. F. J., Ribeiro, R. B., Liberato, W. F., Salgado, V. E., Moraes, R. R., & Cavalcante, L. M. (2020). Curing potential and color stability of different resin-based luting materials. *Dental Materials*, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.07.003>
- Sharafeddin, F., Motamedi, M., & Fattah, Z. (2015). Effect of Preheating and Precooling on the Flexural Strength and Modulus of Elasticity of Nanohybrid and Silorane-based Composite. *Journal of Dentistry (Shiraz, Iran)*, 16(3 Suppl), 224–229. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26535401> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4623839>
- Solon-de-Mello, M., da Silva Fidalgo, T. K., dos Santos Letieri, A., Masterson, D., Granjeiro, J. M., Monte Alto, R. V., & Maia, L. C. (2019). Longevity of indirect restorations cemented with self-adhesive resin luting with and without selective enamel etching. A Systematic review and meta-analysis. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(4), 327–337. <https://doi.org/10.1111/jerd.12504>
- Sundfeld, D., Correr-Sobrinho, L., Pini, N. I. P., Costa, A. R., Sundfeld, R. H., Pfeifer, C. S., & Martins, L. R. M. (2016). Heat treatment-improved bond strength of resin cement to lithium disilicate dental glass-ceramic. *Ceramics International*, 42(8), 10071–10078. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.03.112>
- Tauböck, T. T., Tarle, Z., Marovic, D., & Attin, T. (2015). Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: Effects on shrinkage force and monomer conversion. *Journal of Dentistry*, 43(11), 1358–1364. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.07.014>
- Theobaldo, J. D., Aguiar, F. H. B., Pini, N. I. P., Lima, D. A. N. L., Liporoni, P. C. S., & Catelan, A. (2017). Effect of preheating and light-curing unit on physicochemical properties of a bulk fill composite. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 9, 39–43. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S130803>
- Tomaselli, L. de O., de Oliveira, D. C. R. S., Favarão, J., da Silva, A. F., Pires-De-Souza, F. de C. P., Geraldeli, S., & Sinhoreti, M. A. C. (2019). Influence of pre-heating regular resin composites and flowable composites on luting ceramic veneers with different thicknesses. *Brazilian Dental Journal*, 30(5), 459–466. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201902513>
- Trujillo, M., Newman, S. M., & Stansbury, J. W. (2004). Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dental Materials*, 20(8), 766–777. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.02.003>
- Uctasli, M. B., Arisu, H. D., Lasilla, L. V., & Valittu, P. K. (2008). Effect of Preheating on the Mechanical Properties of Resin Composites. *European Journal of Dentistry*. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1697390>
- Vivo, P. I., & Pavanelli, C. A. (1997). *quanto ao cimento em*. 26(2), 401–414.

- Wagner, W., Asku, M., Neme, A. M. L., Linger, J. B., Pink, F. E., & Walker, S. (2008). Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage. *Operative Dentistry*, 33(1), 72–78. <https://doi.org/10.2341/07-41>
- Wassell, R. W., Barker, D., & Steele, J. G. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and cementation of crowns. *British Dental Journal*, 193(1), 17–28. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4801473>
- Yang, J. N. C., Raj, J. D., & Sherlin, H. (2016). Effects of preheated composite on micro leakage-an in-vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(6), ZC36–ZC38. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/18084.7980>

ANEXOS